

Partial English Translation of
Japanese Patent Laying-Open No. 61-253040

Title of the Invention

Electronic Blood Pressure Monitor

What is Claimed is:

1. An electronic blood pressure monitor comprising a cuff occluding an artery of a subject, a pressure system pressurizing or depressurizing the cuff's interior, a cuff pressure sensor detecting the cuff's pressure, pulse wave amplitude detection means detecting a pulse wave amplitude as said cuff's pressure is varied, and blood pressure determination means determining a blood pressure value from the cuff pressure sensed by said cuff pressure sensor and the pulse wave amplitude detected by said pulse wave amplitude detection means, wherein said blood pressure determination means includes means calculating a straight line corresponding to a section of said pulse wave amplitude having an increase, means calculating a straight line corresponding to a section of said pulse wave amplitude having a decrease, means extracting a temporal coordinate allowing said straight lines traversing each other, and means determining a cuff pressure value corresponding to the extracted temporal coordinate as mean blood pressure value.

ELECTRONIC HEMOMANOMETER

Patent number: JP61253040
Publication date: 1986-11-10
Inventor: YAMAZAWA TSUTOMU
Applicant: OMRON TATEISI ELECTRONICS CO
Classification:
- international: A61B5/02
- european:
Application number: JP19850095815 19850502
Priority number(s): JP19850095815 19850502

Abstract not available for JP61253040

Data supplied from the *esp@cenet* database - Worldwide

⑬ 日本国特許庁 (J P)

⑭ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報 (A) 昭61-253040

⑮ Int. Cl.⁴
A 61 B 5/02

識別記号
1 0 3

庁内整理番号
7046-4C

⑯ 公開 昭和61年(1986)11月10日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全8頁)

⑰ 発明の名称 電子血圧計

⑱ 特 願 昭60-95815

⑲ 出 願 昭60(1985)5月2日

⑳ 発 明 者 山 沢 勉 京都市右京区花園中御門町3番地 株式会社立石ライフサイエンス研究所内

㉑ 出 願 人 立石電機株式会社 京都市右京区花園土堂町10番地

㉒ 代 理 人 弁理士 中村 茂信

明 細 書

1. 発明の名称

電子血圧計

2. 特許請求の範囲

(1) 被測定体の動脈を圧迫するカフと、このカフ内を加圧あるいは減圧する圧力系と、カフの圧力を検出するカフ圧センサと、前記カフの圧力変化過程での脈波振幅を検出する脈波振幅検出手段と、前記カフ圧センサ及び脈波振幅検出手段からのカフ圧と脈波振幅とにより血圧値を決定する血圧決定手段とを含む電子血圧計において、

前記血圧決定手段は、前記脈波振幅の増加区間直線を求める増加区間直線算出手段と、前記脈波振幅の減少区間直線を求める減少区間直線算出手段と、前記増加区間直線と減少区間直線の交叉する時間座標を抽出する時間座標抽出手段と、抽出された時間座標に対応するカフ圧値を平均血圧値とする平均血圧決定手段とを含むことを特徴とする電子血圧計。

3. 発明の詳細な説明

(イ) 産業上の利用分野

この発明は、動脈をカフで圧迫し、カフ圧を変化させる過程で脈波振幅を検出し、この脈波振幅を用いて血圧を決定する電子血圧計に関する。

(ロ) 従来の技術

一般に周知の電子血圧計は、腕帯を上腕に巻いて動脈を圧迫する、いわゆる腕式のものである。しかし、腕式の電子血圧計は比較的大型であり、持運び等に不便であり、また腕帯装着時に腕まくりをせねばならず、面倒であるため、この出願の発明者は、指をカフで圧迫する指用電子血圧計をすでに別に出版した。

この指用電子血圧計は、血圧測定のために脈波信号の振幅を検出し、この脈波振幅の変化とカフ圧とから血圧決定をするようにしている。

時間経過にともなうカフ圧と脈波振幅の変化を示すと、第10図に示すようになり、脈波振幅は通常人の場合に、あるカフ圧に対応する時点からはほぼ直線的に増加し、最大値 A_{max} に達すると、今度は逆にほぼ直線的に減少している。そのため、

上記指用電子血圧計は、脈波振幅が最大値 a_{max} になる時のカフ圧を平均血圧 $M A P$ と決定するようにしている。

(ハ) 発明が解決しようとする問題点

上記のように、時間-脈波振幅は通常人の場合、略三角形形状の変化となるが、脈波の小さい人の場合には、第11図に示すように、台形状の変化を呈する場合がある。この場合は、最大振幅は抑えられた状態なので、脈波振幅の最大値が検出されなかったり、誤った時点に最大値が検出されることがあり、平均血圧 $M A P$ が得られなかったり、誤った平均血圧 $M A P$ を得ることがある。

この発明は、上記に鑑み、脈波振幅の包絡線が台形状であるため、最大振幅が明確でない場合でも、正確に平均血圧を決定し得る電子血圧計を提供することを目的としている。

(ニ) 問題点を解決するための手段及び作用

この発明の電子血圧計は、第1図に示すように、被測定体の動脈を圧迫するカフ1と、このカフ内を加圧あるいは減圧する圧力系2と、カフの圧力

を検出するカフ圧センサ3と、前記カフの圧力変化過程での脈波振幅を検出する脈波振幅検出手段4と、前記カフ圧センサ及び脈波振幅検出手段からのカフ圧と脈波振幅とにより血圧値を決定する血圧決定手段5とを含むものにおいて、血圧決定手段は、前記脈波振幅の増加区間直線を求める増加区間直線算出手段6と、前記脈波振幅の減少区間直線を求める減少区間直線算出手段7と、前記増加区間直線と減少区間直線の交叉する時間座標を抽出する時間座標抽出手段8と、抽出された時間座標に対応するカフ圧を平均血圧値とする平均血圧決定手段9を特徴的に備えている。

この電子血圧計では、第8図に示すように、脈波振幅が求められると、これら脈波振幅の増加区間直線 l_1 と減少区間直線 l_2 が算出され、得られた両直線の交点の時間座標 t_{int} に対応するカフ圧値が平均血圧値 $M A P$ と決定される。この電子血圧計では、第9図に示すように、脈波振幅の包絡線が台形状であっても、増加区間直線 l_1 と減少区間直線 l_2 の交点の時間座標を振幅最大値

3

に対応する時点として平均血圧値を決定できる。つまり、第8図に示す包絡線が三角形形状の場合と全く同様にして、平均血圧を決定することができる。

(ホ) 実施例

以下、実施例により、この発明をさらに詳細に説明する。

(回路構成)

第2図は、この発明が実施される指用電子血圧計の概略ブロック図である。

第2図において、カフ11はゴム袋で形成され、手指が挿入できる程度の円筒状に構成されており、このカフ11には脈波センサ12が付設され、脈波センサ12で検出された脈波信号は増幅器13、A/D変換器14を介して、MPU（マイクロプロセッサユニット）15に取込まれるようになっている。

また、カフ11はゴム管16により圧センサ17に接続され、また空気バッファ18にも接続され、さらに微速排気弁19、急速排気弁20に連

4

結されている。また、空気バッファ18は逆流防止弁22を介し、加圧ポンプ21に連結されている。この加圧ポンプ21にはモータが含まれている（空気バッファ18、微速排気弁19、急速排気弁20、加圧ポンプ21等で圧力系を構成）。

圧センサ17で検出されるカフ圧は、増幅器23で増幅され、A/D変換器14を経て、MPU15に取込まれるようになっている。

MPU15は、プログラムや演算値を記憶するメモリを内蔵する他、A/D変換器14より切替えにより脈波データ、カフ圧データを取込む機能、加圧ポンプ21をON/OFFする機能、急速排気弁20をON/OFFする機能、脈波データから脈波振幅の増加区間近似直線を算出する機能、減少区間近似直線を算出する機能、両近似直線の交点の時間座標を抽出する機能、この時間座標とカフ圧データとから平均血圧 $M A P$ を決定する機能等を備えている。

また、決定された血圧値、即ち最高血圧（S Y S）等は、MPU15より出力され、表示器24

に表示され、また報知音は、MPU15からの指令により、ブザー25より出力されるようになっている。

(全体フロー)

次に、上記指用電子血圧計の全体的な概略動作を、第3図に示すフロー図を参照して説明する。

MPU15に付設される電源スイッチ(図示せず)がオンされると、動作がスタートし、システム回路の初期化がなされる(ステップST(以下STと略する)1)。次に、被測定者の指がカフ11に挿着され、やはりMPU15に付設されるスタートスイッチがオンされるまで待機する(ST2)。スタートスイッチがオンされると、加圧ポンプ21がオンされ、カフ11が加圧設定値まで加圧される(ST3)。加圧設定値まで加圧されると、続いて加圧ポンプ21をオフし、微速排気弁19により微速排気を開始する(ST4)。微速排気が進行する間、カフ圧は徐々に下降し、応じて閉塞されていた血液が流れ始め、脈波信号も脈波センサ12で検出される。この脈波信号よ

り、1拍毎の脈波振幅がMPU15で算出される。そして、脈波1に対応する時間 t_i の脈波振幅 a_i とカフ圧 p_i をMPU15の内蔵メモリに記憶する(ST5)。脈波振幅が0となるまで、上記処理が継続されると、時間列に対し、第8図あるいは第9図に示す如きカフ圧直線及び脈波振幅列が得られるので、これらのデータより血圧値を決定し(ST6)、求めた血圧値を表示器24に表示し(ST7)、測定を終了する。

(平均血圧の決定)

この実施例血圧計では、平均血圧値の決定手法に特徴を有するので、これにつき、第4図を参照してさらに説明する。

動作が血圧値計算ルーチン(第3図のST6)に入ると、脈波振幅データから増加区間直線 L_1 の近似計算を行い(ST41)、同様に、減少区間直線 L_2 の近似計算を行う(ST42)。これら各近似計算の詳細は、後述する。次に、算出した増加区間直線 L_1 と減少区間直線 L_2 の交点を求め、その時間座標値を t_{MAP} とする(ST43)。

7

そして、この時間座標値 t_{MAP} に対応するカフ圧を平均血圧MAPと決定する(ST44)。

このようにして平均血圧値を決定すれば、第8図、第9図に示すように、通常人の場合も、また台形状の脈波振幅包絡線も持つ人も、増加区間直線 L_1 と減少区間直線 L_2 の交点の時間座標が略同じとなり、通常人はもちろん台形状の包絡線を持つ人でも、略正しい平均血圧値を得ることができる。

(増加区間直線近似計算)

次に、増加区間直線の近似計算の詳細を、第5図及び第6図のフロー図を参照して説明する。

動作がST41の増加区間直線 L_1 の近似計算ルーチンに入ると、先ず脈波カウンタ i を1とし(ST50)、検出した脈波振幅 a_i がそれまでの脈波振幅最小値 a_{min} より大きいかなどを判定する(ST51)。今回の脈波振幅 a_i の方が大きい場合には、 i も i_s として記憶するとともに、 a_i を脈波振幅最大値 a_{max} として記憶する(ST52)。次に、 $a_i < a_{max}$ であるかなどを判定す

8

る(ST53)。この判定がNOであれば、脈波振幅は、時間経過に対しまだ上昇中であり、ST54に移り、今回の脈波振幅 a_i を脈波振幅最大値 a_{max} として記憶し、 i に+1処理を施し(ST55)、 i がN(所定値)を越える(ST56)までST53に戻り、ST53～ST56の処理を繰返し、脈波振幅最大値 a_{max} を更新する。

ST53～ST56の処理を繰返す過程で、 $a_i < a_{max}$ がYESとなると、つまり脈波振幅値が上昇から下降に転じると、この場合の i を i_e として記憶する(ST57)。 $i_s \rightarrow i_e$ の間は脈波振幅の増加区間であり、ここで直線近似計算を行い(ST58)、リターンする。この直線近似計算は、例えば最小二乗法を使用して行うが、詳細は後述する。

$a_i < a_{max}$ でない状態が続き、ST53～ST56の処理が繰返され、 i がNを越えてもなお $a_i < a_{max}$ でない状態、つまり脈波振幅 a_i が上昇し続けることは異常であり、この場合はST56の判定がYESとなり、エラー処理される。

また、ST51で“ $a_i > a_{min}$ か”の判定がNOの場合、つまり脈波振幅値 a_i が検出されず、上昇しない場合には、 i に+1処理を施し(ST59)、 $i = N+1$ となる(ST60)まで、ST51、ST59、ST60の処理を繰返し、 $i = N+1$ となるまで、エラー処理する。ST60で、 $i = N+1$ となる以前にST51で“ $a_i > a_{min}$ か”の判定がYESとなると、上述したように、ST52以降ST58までの処理を実行すまことになる。

ST58の直線近似計算は、第6図に示すように、先ずST61でST、SA、STT、STAを0とし、カウンタ i を i_s とする。これにより、近似計算の初期設定を行っている。ここでSTは時間 t_i の累算値を、SAは脈波振幅値 a_i の累算値を、STTは時間 t_i の二乗の累算値を、STAは脈波振幅値 a_i の二乗の累算値を、それぞれ示しており、それぞれMPU15のメモリの対応する記憶領域に記憶される。

初期化を行った後、続いて i を+1ずつ前進さ

せながら、 $ST \leftarrow ST + t_i$ 、 $SA \leftarrow SA + a_i$ 、 $STT \leftarrow STT + t_i^2$ 、 $STA \leftarrow STA + a_i^2$ を累算してゆく(ST62)。この累算処理を $i = i_e + 1$ となるまで繰返す。 i_e は脈波振幅 a_i が下降に転じた i であるから、 $i = i_e + 1$ となると(ST63)、累算処理を終了し、次式より b を求める(ST64)。

$$b = \frac{N * STA - ST * SA}{N * STT - ST^2}$$

この b より、さらに次式 c を得る(ST65)。この式より、脈波振幅 a は

$$a = c \cdot t + b$$

で表され(ST66)、脈波振幅の増加区間直線 ℓ_1 が得られる。

(減少区間直線近似計算)

減少区間直線 ℓ_2 を近似計算する場合も、基本的には、増加区間直線 ℓ_1 の近似計算と同様の処理が行われる。

動作がST42(第4図参照)の減少区間直線の近似計算ルーチンに入ると、先ず、脈波カウ

11

タ i を N とする(ST70)。そして以後は、 i を1ずつ減じながら、増加区間と同様の処理を行えばよい。すなわち、今回の脈波振幅 a_i (最初は a_n)と脈波振幅の最小値 a_{min} (最初は0)の大小関係を比較する(ST71)。今回の脈波振幅 a_i の方が大きい場合には、 i を i_s として記憶する(ST72)。次に、 $a_i < a_{max}$ であるか否かを判定する(ST73)。この判定がNOであれば、脈波振幅は、逆時間過程で見て、まだ上昇中であり、ST74に移り、今回の脈波振幅 a_i を脈波振幅最大値 a_{max} として記憶し、 i に-1処理を施し(ST75)、 i が1となるまで(ST76)、ST73に戻り、ST73~ST76の処理を繰返し、脈波振幅最大値 a_{max} を更新する。

ST73~ST76の処理を繰返す過程で、 $a_i < a_{max}$ がYESとなると、つまり脈波振幅が上昇から下降に転じると、この場合の i を i_e として記憶し(ST77)、ここで直線近似計算を行い(ST78)、リターンする。この直線近似

12

計算は、第6図に示す最小二乗法を実行するとよい。この場合、増加区間直線が得られるが、時間系列を逆にとっているため、時間系列を順方向に戻せば、減少区間直線が得られたことになる。

なお、上記実施例は、指用電子血圧計について説明したが、この発明は、脈波振幅により血圧を決定する、いわゆる振動法採用の腕式の電子血圧計にも適用できる。

(へ) 発明の効果

この発明の電子血圧計によれば、脈波振幅の増加区間直線と減少区間直線を算出し、その交点の時間座標に対応するカフ圧を平均血圧と決定するものであるから、脈波振幅の包絡線が台形状となる場合でも、その影響を受けることなく、通常人と変わらない平均血圧を決定することが出来、正確な血圧測定を行うことができる。

4. 図面の簡単な説明

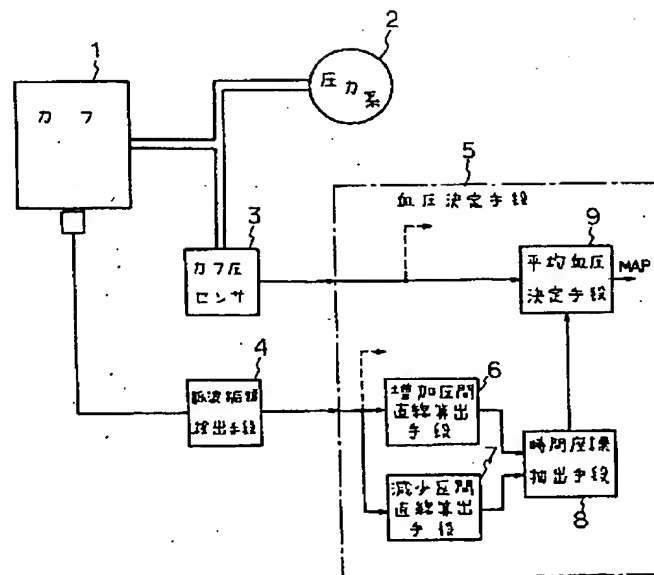
第1図は、この発明の概略構成を示す図、第2図は、この発明が実施される指用電子血圧計のブロック図、第3図は、同指用電子血圧計の全体フ

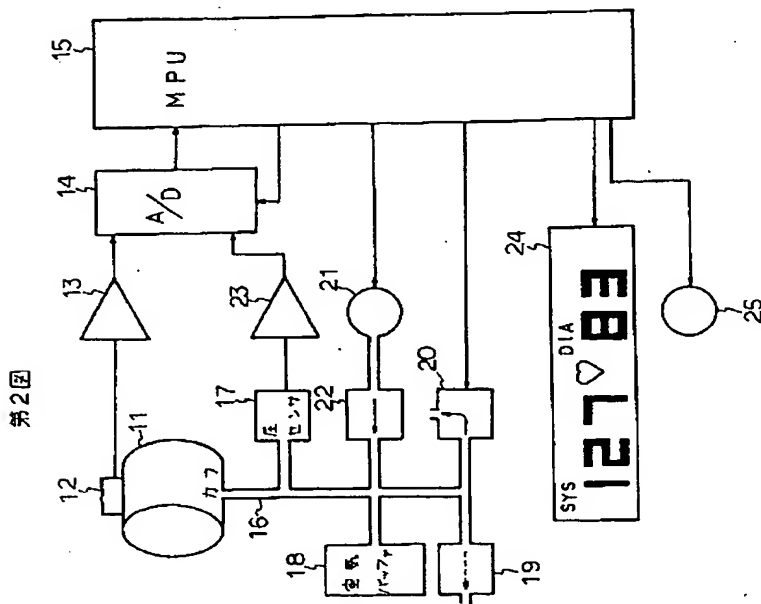
ローを示す図、第4図は、同全体フローの血圧値決定ルーチンの平均血圧決定処理を具体的に示したフロー図、第5図は、同具体フロー図の増加区間直線近似計算を詳細に示したフロー図、第6図は、同増加区間直線の近似計算の近似計算ルーチンのみをさらに詳細に示したフロー図、第7図は、に第4図のフロー図の減少区間直線の近似計算を詳細に示したフロー図、第8図、第9図は、この発明の電子血圧計の平均血圧決定手法を説明するためのカフ圧・脈波振幅特性、第10図、第11図は、従来の平均血圧決定手法の問題点を説明するためのカフ圧・脈波振幅特性である。

- 1 : カフ、 2 : 圧力系、
 3 : カフ圧センサ、 4 : 脈波振幅検出手段、
 5 : 血圧決定手段、
 6 : 増加区間直線算出手段、
 7 : 減少区間直線算出手段、
 8 : 時間座標抽出手段、
 9 : 平均血圧決定手段。

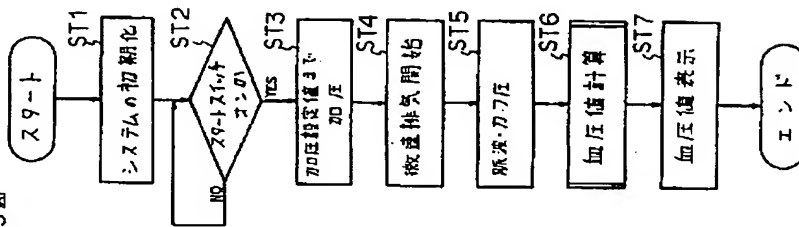
15

第1図

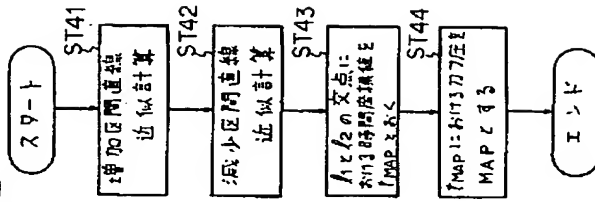




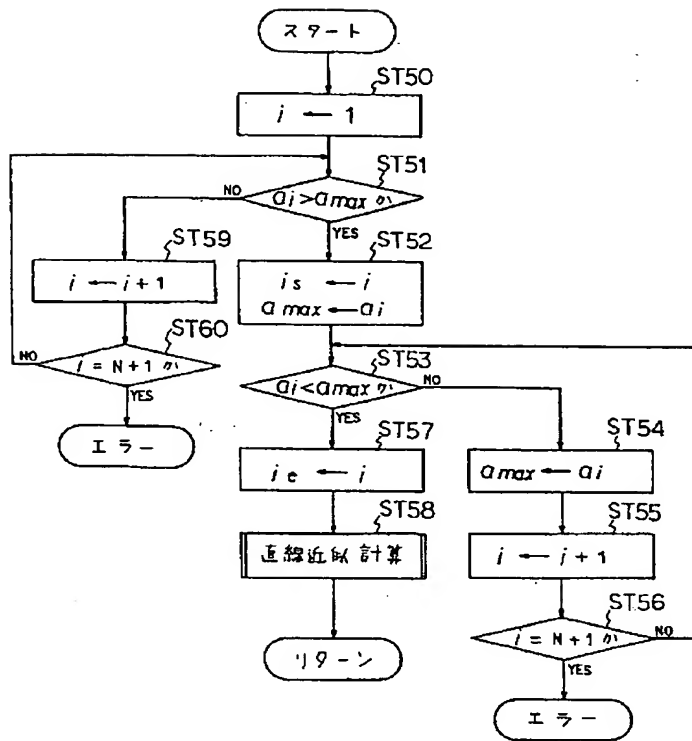
第3図



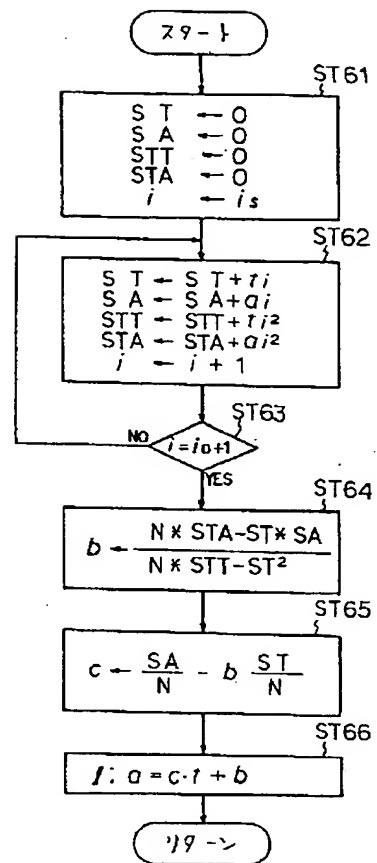
第4図



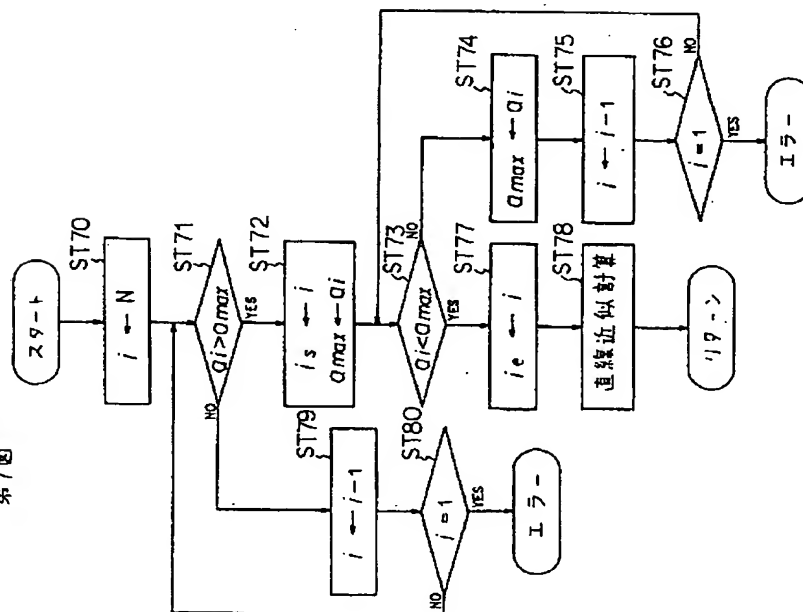
第5図



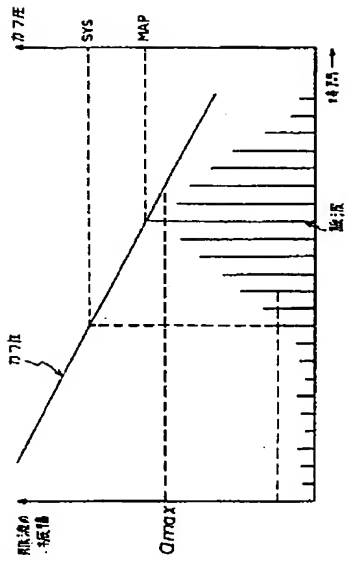
第6図



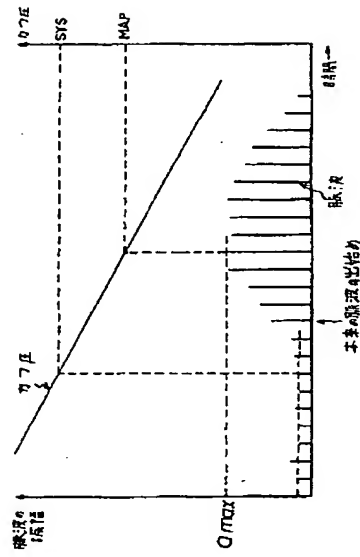
第7図



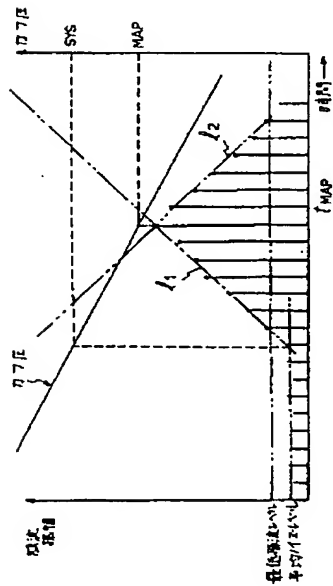
第10図



第11図



第8図



第9図

